



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111134673 A

(43)申请公布日 2020.05.12

(21)申请号 201911059388.1

(22)申请日 2019.11.01

(30)优先权数据

102018008545.8 2018.11.01 DE

(71)申请人 德尔格制造股份两合公司

地址 德国吕贝克

(72)发明人 B.施滕德

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 胡莉莉 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/085(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书15页 附图8页

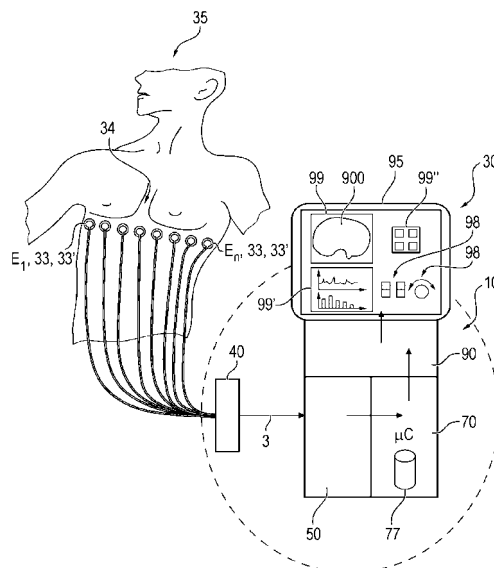
(54)发明名称

具有心脏区测定的电阻抗断层扫描(EIT)设备和

方法

(57)摘要

本发明涉及具有心脏区测定的电阻抗断层扫描(EIT)扫描设备(EIT)设备和方法。本发明涉及一种用于电阻抗断层扫描设备(EIT)的设备(30),其具有电极装置(33),具有测量值检测和馈入单元(40),具有计算/控制单元(70)和具有数据输入单元(50)。所述计算/控制单元(70)使运行和EIT数据(3)的数据检测协调,并且构建为,确定心脏区的位置。



1. 一种用于测定在胸廓(34)中心脏区相对于肺的区域(44)的空间位置(55)的设备(1),所述设备(1)具有:

- 数据输入单元(50),
- 计算和控制单元(70),
- 数据输出单元(90),
- 其中所述设备(1)借助所述数据输入单元(50)构建成,接收数据(3)和提供EIT数据(3)的数据集(300),

- 其中所述设备(1)借助所述计算和控制单元(70)构造成,处理所述EIT数据(3)的数据集(300),以测定具有如下数据的第一数据集(400):所述数据指示所述胸廓(34)中的所述肺的区域的阻抗值(4)和/或阻抗变化(4')的空间和局部分布,

- 其中所述设备(1)借助所述计算和控制单元(70)构造成,处理所述EIT数据(3)的数据集(300)和所述第一数据集(400),以确定第一输出信号(400'),所述第一输出信号(400')指示所述胸廓(34)中的所述肺的区域(97)的当前空间位置,

- 其中所述设备(1)借助所述数据输出单元(90)构造成,提供所述第一输出信号(400'),

- 其中所述设备(1)借助所述计算和控制单元(70)构造成,处理所述EIT数据(3)的数据集(300),以测定具有数据的第二数据集(500),所述第二数据集(500)指示所述胸廓(34)中的心脏的区域(93)的阻抗值(5)和/或阻抗变化(5')的空间和局部分布,

- 其中所述设备(1)借助所述计算和控制单元(70)构造成,处理所述EIT数据(3)的数据集(300)和所述第二数据集(500),以确定第二输出信号(500'),所述第二输出信号(500')指示在所述胸廓(34)中所述心脏区相对于所述肺的区域(44)的当前空间位置(55),以及

- 其中所述设备(1)借助所述数据输出单元(90)构造成,提供所述第二输出信号(500')。

2. 根据权利要求1所述的设备(1),其中,所述EIT数据(3)的数据集(300)具有属于至少一个环形地在水平平面中围绕所述胸廓(34)布置的多个电极(33,33')的信号或者数据。

3. 根据权利要求1所述的设备(1),其中,所述EIT数据(3)的数据集(300)具有至少两个彼此平行地以限定的间距间隔开的多个电极(33,33')的信号或者数据。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的设备(1),其中,所述计算和控制单元(70)构造成,基于所述第一数据集(400)和所述第二数据集(500),测定在患者(35)的所述胸廓(34)上的电极装置(33,33')的位置,尤其是测定在所述患者(35)的所述胸廓(34)上的所述电极装置(33,33')的竖直位置。

5. 根据上述权利要求中任一项所述的设备(1),其中,所述计算和控制单元(70)构造成,从所述EIT数据(3)中持续测定所述第二数据集(500),并且其中所述计算和控制单元(70)进一步构造成,在对在时间上后续的EIT数据(3)进行数据处理时考虑所述第二数据集(500)。

6. 根据权利要求5所述的设备(1),其中,所述计算和控制单元(70)构造成,基于所述第二数据集(500)来在所述EIT数据(3)的数据集(300)中标记、遮蔽子集或者使所述子集渐隐。

7. 根据权利要求6所述的设备(1),其中,所述计算和控制单元(70)构造成,将来自所述EIT数据(3)的数据集(300)的所标记的或者所遮蔽的子集复制到另一数据集中。

8. 根据权利要求6所述的设备(1),其中,所述计算和控制单元(70)构造成,将来自所述EIT数据(3)的数据集(300)的未渐隐的子集复制到另一数据集中。

9. 根据权利要求5至8中任一项所述的设备(1),其中,所述计算和控制单元(70)构造成,在基于所提供的EIT数据(3)的数据集(300)计算全局阻抗曲线和/或计算区域性阻抗曲线时,一同考虑所述第二数据集、所述所标记的或者所遮蔽的子集或者被渐隐的子集。

10. 根据权利要求5至9中任一项所述的设备,其中,所述计算和控制单元(70)构造成,基于所述第二数据集(500)来适配数据处理和/或信号滤波,其中所述计算和控制单元(70)在适配所述数据处理和/或信号滤波时考虑心脏活动的从所述第二数据集(500)中可测定的频率范围。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中,所述数据输入单元(50)构造成,由外部数据源读入关于心率的信息,并且将所述关于心率的信息提供给所述计算和控制单元(70),以适配所述数据处理和/或信号滤波。

12. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其中,所述计算和控制单元(70)与所述数据输出单元(90)共同作用地构造成,在所述EIT数据(3)的可视化(900)中考虑所述心脏区(93)的所测定的位置。

13. 一种用于运行根据前述设备权利要求中任一项构造的设备(1)的方法,其中,在提供EIT数据(3)的数据集(300)之后,基于所述EIT数据的数据集(300),测定胸廓(34)中的肺的区域的阻抗值(4)和/或阻抗变化(4')的空间和局部分布的第一数据集(400),并且测定所述胸廓(34)中的心脏的区域(93)的阻抗值(5)和/或阻抗变化(5')的空间和局部分布的第二数据集(500)。

14. 一种用于测定在胸廓(34)中心脏区相对于肺的区域(44)的空间位置(55)的方法,所述方法具有如下步骤(11,21,31)的序列:

- 提供EIT数据(3)的数据集(300),
- 基于所述EIT数据的数据集,测定具有如下数据的第一数据集(400):所述数据指示所述胸廓(34)中的所述肺的区域的阻抗值(4)和/或阻抗变化(4')的空间和局部分布,
- 基于所述EIT数据(3)的数据集(300)以及基于所述第一数据集(400),确定和提供第一输出信号(400'),所述第一输出信号(400')指示所述胸廓(34)中的所述肺的区域(97)的当前空间位置,
- 基于所述EIT数据(3)的数据集(300),测定具有数据的第二数据集(500),所述第二数据集(500)指示所述胸廓(34)中的心脏的区域(93)的阻抗值(5)和/或阻抗变化(5')的空间和局部分布,
- 基于所述EIT数据的数据集(300)以及基于所述第二数据集(500),确定和提供第二输出信号(500'),所述第二输出信号(500')指示在所述胸廓(34)中所述心脏区相对于所述肺的区域(44)的当前空间位置(55)。

15. 根据权利要求13或者权利要求14所述的方法,其中,所述EIT数据(3)的数据集(300)具有至少一个环形地围绕所述胸廓(34)布置的多个电极(33,33')的信号或者数据。

16. 根据权利要求13或者14所述的方法,其中,所述EIT数据(3)的数据集(300)具有至

少两个彼此平行地以限定的间距间隔开的多个电极(33,33')的信号或者数据。

## 具有心脏区测定的电阻抗断层扫描(EIT)设备和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有心脏区测定的用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备和方法。

### 背景技术

[0002] 从现有技术中已知了用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备。这些设备借助电极的装置构建成和设置成,借助图像重构算法,从借助电阻抗测量获得的信号并且从由此获得的数据以及数据流来产生一个图像、多个图像或者连续的图像序列。

[0003] 这些图像或者图像序列表明了不同身体组织、骨头、皮肤、体液和器官的传导能力方面的差别,例如肺和心脏中的血液以及肺中的呼吸空气的传导能力方面的差别。由此,除了心脏和肺之外,也可以在水平平面(所谓的横向平面)中以水平剖面图呈现包围心脏和肺的骨骼结构(肋弓、胸骨、脊柱)。

[0004] 这样,US 6,236,886在原理性构建方案中描述了一种具有多个电极(在至少两个电极上进行电流馈入)的装置的电阻抗断层扫描仪和一种具有用于图像重构的算法的方法,以测定身体的传导能力的分布,所述身体如骨头、皮肤和血管,所述原理性构建方案具有用于信号检测的部件(电极)、用于信号处理的部件(放大器、A/D转换器)、用于电流馈入的部件(发生器、电压电流转换器、电流限制装置)和用于进行控制的部件( $\mu$ C)。

[0005] 在WO 2015/048917 A1中示出了一种用于电阻抗断层扫描的系统。该EIT系统适合于将患者的肺的电学特性检测为阻抗。为此,借助在两个或者更多个电极之间的电压或者电流馈入并且借助在电极装置上的信号检测,(大部分连续地)检测肺的阻抗值或阻抗变化,并且借助数据处理装置进一步处理所述肺的阻抗值或阻抗变化。数据处理装置包括重构算法连带数据处理器,以便从阻抗中测定并且重构电学特性。在从所检测到的测量数据中重构电学特性时,基于患者的生物识别数据从多个解剖模型中选出解剖模型,并且基于该解剖模型或生物识别数据来适配EIT图像数据的重构。

[0006] 在US 5,807,251中详加说明了,在EIT的临床应用中已知了,提供一组电极,在彼此间有确定的间距的情况下,例如围绕患者的胸部与皮肤电接触地来布置所述电极,并且分别交替地在彼此相邻布置的电极的不同电极对或者所有可能的电极对之间施加电流或者电压输入信号。在输入信号被施加到彼此相邻布置的电极的对中的一对上期间,在其余电极的每个彼此相邻的对之间测量电流或者电压,并且借助图像重构算法处理所得到的测量数据,以便得到并且在屏幕上显示电阻率在患者的围绕其布置电极环的横断面上的分布的图示。

[0007] 借助围绕患者的胸部的电极装置连带EIT设备(如其例如从US 5,807,251中已知的那样),在胸部上进行阻抗测量,并且从所述阻抗中借助换算到胸部的几何图形上来产生患者的肺的影像(Abbild)。利用数目为总共例如16个的围绕患者胸部安置的电极,在每次两个电极上进行电流馈入和记录在其余电极上的电压测量值(EIT测量信号)的循环中,EIT设备可以产生 $32 \times 32$ 个图像点的肺的影像。在此,在16个电极上检测数目为208个的在电极上的阻抗测量值。接着,从这208个阻抗测量值中利用EIT图像重构得出1024个图像点的

集合。

[0008] 与呼吸和人工呼吸关联地,心脏在胸部空间、胸廓(胸部)中的空间位置和空间伸展改变,因为由于用呼吸气体充满肺/使肺排空呼吸气体而引起地使心脏的空间位置受影响。这一方面在所谓的腹式呼吸(腹式呼吸类型)时由于横隔膜拉紧和舒张的运动而作为心脏位置的基本上周期的竖直改变出现。但是在所谓的胸式呼吸(胸式呼吸类型)时,通过借助中间肋骨肌肉(Zwischenrippenmuskulatur)扩张或收缩胸部区域或者胸廓,也得出心脏位置的轴向姿态改变(Lageveraenderung)。此外,在胸式呼吸的情况下以及在腹式呼吸的情况下,由于周期地随着呼吸和/或人工呼吸充满和排空肺而引起地,尤其是在肋弓的区域中得出胸廓周长的连续改变。由此得出如下情形:由于呼吸和/或人工呼吸以及呼吸的类型(腹式呼吸、胸式呼吸)而引起地,使分别存在于电极装置的检测区域之内的组织类型的空间的和局部的组成既在位置(竖直、轴向)、伸展(胸廓周长、胸围)方面又在类型(肺、心脏)方面受影响。

[0009] 根据电极装置在胸廓周长上的定位,肺组织、以及肺组织和心脏组织处在电极平面的水平平面的区域中,这在借助电阻抗断层扫描(EIT)检测到的阻抗值中而使人注意到。

[0010] 在将电极装置在胸廓周长上定位在第四到第六肋间隙的区域中时,存在检测到的阻抗值,所述阻抗值代表心脏和肺在胸腔中的区域。与之不同地,在将电极装置在胸廓周长上定位在第六到第七肋间隙之下的区域中时,所检测到的阻抗值以另外的方式或者以较小的程度代表胸腔中的心脏和肺的区域。

## 发明内容

[0011] 本发明已提出了如下任务,说明一种电阻抗断层扫描设备和一种用于电阻抗断层扫描的方法,以测定在患者的胸廓中心脏区相对于肺的区域的空間位置。

[0012] 本发明的另一任务(与前述任务紧密联系的任务)是,说明一种设备和一种方法,其中在分析和呈现患者的胸廓的电阻抗断层扫描图像时考虑心脏区。

[0013] 本发明的另一任务(与前述任务紧密联系的任务)是,说明一种设备和一种方法,用于测定和提供(适合于电阻抗断层扫描的)布置在患者的胸廓上的电极装置的位置。

[0014] 这些和其他任务通过随附的独立权利要求来解决,尤其是通过具有权利要求1的特征的用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备来解决。

[0015] 此外,所述任务通过具有权利要求13的特征的用于运行用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备的方法来解决。

[0016] 此外,所述任务通过具有权利要求14的特征的用于测定在胸廓中心脏区相对于肺的区域的空間位置的方法来解决。

[0017] 在此,与根据本发明的方法关联地描述的特征和细节自然也相互关联地并且考虑到适合于执行该方法的设备而适用,并且相应地反之亦然,使得关于针对本发明的各个方面的公开内容始终被相互参考或可以被相互参考。

[0018] 本发明的有利的实施形式从从属权利要求中得出,并且在随后的描述中部分参考附图予以更详细地阐述。

[0019] 此外,该方法也可以作为计算机程序或者计算机程序产品来提供,使得本申请的保护范围同样延伸到计算机程序产品和计算机程序。

[0020] 根据本发明,借助电阻抗断层扫描设备获得的数据(EIT数据)以一种方式来处理,使得能够实现对电极装置在患者的胸廓上的位置方面的分析。电极装置具有多个电极,所述电极彼此间隔开地环形地围绕围长(Körperumfang)而布置在生物的胸廓的区域中。电极装置水平地布置在患者的胸廓上或者围绕患者的胸廓布置。电极装置的电极中的至少两个电极构造为馈入交流电流或者交流电压,电极装置的其余电极中的至少两个电极构造为检测测量信号。电阻抗断层扫描(EIT)能够局部分辨地(oertlich aufgelöst)从在空气/气体和血液之间的阻抗差中在肺组织与心脏和血管的组织之间进行区分。

[0021] 测定在患者的胸廓中心脏区相对于肺的区域的空间位置。心脏区的空间位置在此以呼吸和/或人工呼吸的节律随时间并且在局部可变。根据患者自己的呼吸(自主的吸气阶段和呼气阶段)或者具有机器的、纯强制人工呼吸形式(机器强制的吸气阶段和呼气阶段)或者在患者有部分呼吸活动的情况下具有辅助性人工呼吸形式(自主的或者受患者诱导的吸气阶段、自主的或者受患者诱导的呼气阶段)的机器人呼吸的当前情形,由于吸气和呼气的变换而引起地使心脏移位。此外,由于心脏收缩(收缩)和心脏舒张(舒张)而引起地,心脏区的空间伸展以心跳的节律(心率)而是可变的。对在EIT中可见的心脏图像区的另一效应从患者的放置(仰卧位、俯卧位、侧卧位)以及从姿态改变(例如从仰卧位改变到侧卧位并且相反地从侧卧位改变到仰卧位)中得出。为此,在胸部上施加的电极装置的高度、也就是电极的竖直位置对如下内容发生作用:心脏区在EIT中可见到什么程度,所述电极装置例如以电极腰带或者电极皮带的形式来构建。在胸廓的区域中的心脏区的空间位置由此可以通过如下方式来测定:借助利用数据处理装置执行的来分析来检验,在胸廓上的电极装置的测量技术的检测区域中,除了具有对于肺组织是典型的阻抗值、阻抗变化和/或阻抗时间变化过程的区域之外,是否也存在具有如下阻抗和阻抗时间变化过程的区域,并且在何处存在具有如下阻抗和阻抗时间变化过程的区域:所述阻抗和阻抗时间变化过程对于肺组织不是典型的,而是对于心脏和血管的组织类型是典型的。在将电阻抗断层扫描(EIT)应用于胸廓处的情况下的电极装置的测量技术的检测区域典型地作为水平平面以环形地围绕患者胸部安置的多个电极的高度而得出,其中部分地也将如下区的组织特性一同载入(mit eingehen)到借助电极装置检测到的阻抗值中:所述区为在平行于环形地围绕患者胸部的电极装置之上以及之下大约分别0.02m到0.1m的区。电极装置能够实现所谓的对患者胸廓的横截面视图,即在布置在胸廓上的电极的平面中的水平剖视图。借助EIT可呈现的水平剖视图在此是胸廓中的心脏和肺的整个区域中的传导能力改变的投影,其中进一步远离EIT电极平面的那些传导能力变化随着距EIT电极平面的间距的增加而在投影中与处于EIT电极平面中或靠近EIT电极平面的传导能力变化相比更小地被加权。在电极装置的经扩展的构建方案中,例如代替电极腰带,可以采用如下电极装置:所述电极装置具有在至少两个中彼此以竖直间距布置在水平平面中的电极,可以利用所述电极腰带在仅仅一个水平平面中环形地在患者胸廓周围施加或布置多个电极。简而言之,这种构建方案在本申请的进一步演进中在此被称作“在两个电极平面中的电极”。借助这种至少两个(或者更多个)布置在水平平面中的多个电极中的一个,例如可以实现三维EIT成像(3D-EIT)。电极在至少两个电极平面中的这种布局可以用于确定在胸廓的区域中的心脏区的空间位置。如果在两个电极平面之间的竖直间距是已知的,则间距信息一同涌入到确定在胸廓的区域中的心脏区的空间位置中。这种布局例如可以构造为两个分离的电极腰带的构建方案,以及可以构造为

一种穿戴在胸部上的特别衣服,可以说构造为电极背心,所述电极背心具有两个集成的电极腰带或者两个以水平间距布置的分别具有多个电极的串。在此,尤其是在之前所提及的特别的胸部衣服的构建方案中,得出在两个水平的电极平面之间的已知的间距,使得间距信息有利地不仅可以在确定在胸廓的区域中的心脏区的空间位置中被包括在内,而且可以在测定布置在胸廓上的电极装置的位置时被包括在内。在此,在进行位置确定时,两个电极平面彼此间的间距信息尤其是对于确定这两个电极平面相对于心脏的姿态(Lage)以及相对于肺的姿态的水平位置是有利的。在双重电极腰带的情况下,其中两个电极平面彼此以限定的竖直间距来布置,在双重电极腰带在胸廓上竖直轴向扭转时可以得出:在EIT中显著的要害(例如肺外轮廓或者肺外轮廓的有显著特征子区段)在两个电极平面的EIT图像数据中明显相对于彼此移位。在将双重电极腰带竖直地过低地安置在胸廓/躯干上时,可以得出,在EIT中,在EIT图像数据中的心脏位置在两个电极平面之一中是不可标识的。这可以作为输出信号的基础来分析,这接着指示双重电极腰带在胸廓上的竖直错误定位。输出信号可以用于给用户提示和/或相对应的处理指令。在将两个电极平面的已知的限定的间距包括在内的情况下,可以如下扩展该提示:在胸廓上,双重电极腰带在胸部/躯干上的安置要低多少距离。心跳周期在心率方面具有一定的可变性,并且与呼吸不同步,而且不同于呼吸频率。在患者的一次呼吸中,在相同时间存在多个心跳周期。随着每次心跳,血液流入肺中,并且也又从中流出,这可以在不同的局部区域和子区域(所谓的ROI(Region of Interest 感兴趣区))中在阻抗值、阻抗变化和阻抗时间变化过程方面以不同方式来呈现,并且也可以在患者胸廓的EIT可视化(Visualisierung)和EIT图像中以呼吸和/或心跳周期的时间变化过程而使其可见。为了区分在患者胸廓中的不同区域(肺、心脏),EIT测量信号或者EIT原始数据可被用于进一步数据处理,所述EIT测量信号或者EIT原始数据作为EIT数据借助电阻抗断层扫描设备(EIT设备)已被检测到和已被获得,并且由所述电阻抗断层扫描设备(EIT设备)来提供。此外,也可以将EIT图像数据用于进一步数据处理,所述EIT图像数据作为EIT数据借助电阻抗断层扫描设备(EIT设备)已被检测到和已被获得,并且由所述电阻抗断层扫描设备(EIT设备)来提供。

[0022] EIT测量信号或EIT原始数据在本发明的意义下应被理解为如下信号或者数据:所述信号或者所述数据可以利用EIT设备借助一组电极或者借助电极腰带来检测。算作此的是呈不同信号表现形式(Signalausprägung)的EIT测量信号或EIT数据,如电压或者电压测量信号、电流或者电流测量信号(分配给电极或者电极的组或者分配给电极或者电极的组在电极腰带上的位置)、以及由电压和电流导出的电阻或者阻抗值。EIT图像数据在本发明的意义下应被理解为这种数据:所述数据利用重构算法已从EIT测量信号或EIT原始数据中被测定,并且再现患者的肺的区域或者患者的肺和心脏的区域的局部阻抗、阻抗差或者阻抗改变。EIT数据在此可以限制到确定的观测时段上,或者作为阻抗值或者由阻抗值导出的值或者数据的在较长的时段上所检测到的数据集的子集来获得。观测时段在此可以与呼吸和/或人工呼吸关联地得出,例如作为具有连贯的吸气阶段和呼气阶段的时段或者也作为具有多个吸气阶段或多个呼气阶段的时段而得出。

[0023] EIT数据的数据处理在此以如下方式来结构化,并且在根据本发明的用于运行用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备的方法中实施,或在根据本发明的用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备中借助数据输入单元、数据输出单元以及计算和控制单元协调地共同作用来

实施,以便以自动化的方式来测定在胸廓中心脏区相对于肺的区域的当前空间位置:

- 提供EIT数据的数据集,
- 基于EIT数据的数据集,测定具有如下数据的第一数据集:所述数据指示胸廓中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布,
- 基于EIT数据的数据集以及基于第一数据集,确定和提供第一输出信号,所述第一输出信号指示胸廓中的肺的区域的当前空间位置,
- 基于EIT数据的数据集,测定具有数据的第二数据集,所述第二数据集指示胸廓中的心脏的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布,
- 基于EIT数据的数据集以及基于第二数据集,确定和提供第二输出信号,所述第二输出信号指示在胸廓中心脏区相对于肺的区域的当前空间位置。

[0024] 在根据本发明的用于运行用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备的方法中,在提供EIT数据的数据集之后,基于EIT数据的数据集,测定胸廓中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布的第一数据集,并且测定胸廓中的心脏的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布的第二数据集。在根据本发明的用于测定在胸廓中心脏区相对于肺的区域的当前空间位置的方法中,数据处理的之前所描述的结构优选地转换为如下步骤的序列:

步骤1:

- 提供EIT数据的数据集,

步骤2:

- 基于EIT数据的数据集,测定第一数据集。第一数据集指示胸廓中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布。

[0025] - 基于EIT数据的数据集以及基于第一数据集,确定和提供第一输出信号。所述第一输出信号指示胸廓中的肺的区域的当前空间位置。

[0026] 步骤3:

- 基于EIT数据的数据集,测定第二数据集。第二数据集指示胸廓中的心脏的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布。

[0027] - 基于EIT数据的数据集以及基于第二数据集,确定和提供第二输出信号。所述第二输出信号指示在胸廓中心脏区相对于肺的区域的当前空间位置。

[0028] 在根据本发明的用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备中,借助数据输入单元、数据输出单元以及计算和控制单元在计算和控制单元的协调下的共同作用,对数据处理的之前所描述的结构进行转换。数据输入单元、数据输出单元以及计算和控制单元优选地与电极装置、其他单元一起相互布置为EIT系统,但是也可以作为单个模块彼此连接和布置成数据复合体,用于共同作用,所述其他单元如用于信号检测、信号放大、信号滤波的单元、用于电压供给的单元、用于数据交换的单元(接口)和用于数据管理的单元(网络)。数据输入单元在此优选地具有接口元件(如例如放大器、A/D转换器)、用于过压保护(ESD保护)的组件、逻辑元件和其他用于有线地或者无线地接收数据和信号的电子部件以及适配元件,所述适配元件如代码或者协议转换元件,用于针对在计算和控制单元中的进一步处理来适配所述信号和数据。计算和控制单元具有例如以“嵌入式系统”为形式的用于数据处理、计算和过程控制的元件,如微控制器( $\mu\text{C}$ )、微处理器( $\mu\text{P}$ )、信号处理器(DSP)、逻辑组件(FPGA、PLD)、存储组件(ROM、RAM、SD-RAM)和其组合变型,它们共同地相互构建和彼此适配并且通过编程而构

建成,实施用于运行用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备的方法。数据输出单元构造成用于产生和提供输出信号。输出信号优选地作为视频信号(例如视频接口(Video Out)、分量视频(Component Video)、S-视频(S-Video)、HDMI、VGA、DVI、RGB)而构建成,在与输出单元无线(WLAN、蓝牙、WiFi)或者有线(LAN、以太网)连接的显示单元上或者在输出单元本身上能够实现图形的、数字的或者图像的图示。

[0029] 所有可利用在所描述的方法中实现的优点要以相同的或者类似的方式利用所描述的用于执行所述方法的设备来实现,并且反之亦然。

[0030] 为了测定在胸廓中心脏区相对于肺的区域的空间位置,根据本发明的用于测定在胸廓中心脏区相对于肺的区域的空间位置的设备具有数据输入单元、计算和控制单元和数据输出单元,其中所述设备

- 借助数据输入单元构建成,接收数据和提供EIT数据的数据集,
- 借助计算和控制单元构造成,处理EIT数据的数据集,用以测定具有如下数据的第一数据集:所述数据指示胸廓中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布,并且构造成处理第一数据集和EIT数据的数据集,用以确定第一输出信号,所述第一输出数据指示胸廓中的肺的区域的当前空间位置,
- 借助计算和控制单元构造成,处理EIT数据的数据集,用以测定具有数据的第二数据集,所述第二数据集指示胸廓中的心脏的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布,构造成处理第二数据集和EIT数据的数据集,用以确定第二输出信号,所述第二输出信号指示在胸廓中心脏区相对于肺的区域的当前空间位置,和
- 借助数据输出单元构造成,提供第一输出信号和第二输出信号。

[0031] 指示胸廓中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的信号值常常也被称作通气诱导的信号或者通气特定的信号(VRIC=Ventilation Related Impedance Changes(通气相关的阻抗变化))。指示胸廓中的心脏的区域的阻抗值和阻抗变化的信号值常常也被称作心脏特定的(CRIC=Cardiac Related Impedance Changes(心脏相关的阻抗变化))信号。

[0032] 可以以如下方式基于EIT数据的数据集来测定指示胸廓中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布的第一数据集:基于频谱可以分配给典型呼吸频率的范围的信号或者信号成分可以从EIT数据的数据集中被提取。提取的可能性通过如下方式能够实现:在EIT数据中的指示胸廓中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化(VRIC)的信号值相较于心脏特定的信号(CRIC)具有高出一个数量级的信号幅度,并且因此例如借助阈值的应用可以进行通气特定的信号(VRIC)的提取。作为对此适合的阈值在此例如可以应用为EIT数据的所有信号值关于所限定的时间变化过程的算术平均值的50%的值,或者应用为全局阻抗曲线的50%的值。从EIT数据中获得全局阻抗曲线的可能性例如在US 2016 354 007 AA中予以描述。替选于这种提取,也可以采用信号滤波。为此,例如可以使用通带范围为0.1Hz到0.7Hz的带通滤波装置,替选地或者附加地,可以使用截止频率为大约0.8Hz的低通滤波装置,以便使明显在患者的呼吸活动的典型频谱之上的信号成分(即例如在大约1Hz之上的范围中的心跳范围中的频率成分)渐隐(ausblenden)。

[0033] 可以以如下方式基于EIT数据的数据集来测定第二数据集:关于频谱可以分配给在典型的呼吸频率之上的频谱信号范围的信号或者信号成分可以借助高通滤波装置从EIT数据的数据集中被过滤掉。高通滤波装置的截止频率在此选择为使得:第二数据集基本上

仅具有信号成分在心脏活动的频谱中的信号。这可以能够实现截止频率在0.8Hz到2Hz的范围中的已适配的高通滤波装置。对于在生理学上有意义的范围中的截止频率,针对成人例如可以选择在为0.67Hz的特征频率之上的频率范围,这对应于每分钟40跳的心跳速率。对于在生理学上有意义的范围中的截止频率,针对大约两岁的儿童例如可以选择在为2Hz的特征频率之上的频率范围,这对应于每分钟120跳的心跳速率。具有高通/带通滤波装置的应用在Frerichs I、Pulletz S、Elke G、Reifferscheid F、Schadler D、Scholz J、Weiler N的科学出版物“Assessment of changes in distribution of lung perfusion by electrical impedance tomography”(Respiration,2009年,第3-4页)中以及在Vonk Noordegraaf A、Kunst PW、Janse A、Marcus JT、Postmus PE、Faes TJ、de Vries PM的科学出版物“Pulmonary perfusion measured by means of electrical impedance tomography”(Physiology Measurements,1998年,第265-267页)中予以详加说明。除了之前所描述的在频率范围中的低通、高通或者带通滤波之外,也可以通过在较大数目的心脏周期上的时间平均来将EIT数据的数据集划分成第一数据集和第二数据集。替选地,将EIT数据的数据集划分成第一数据集和第二数据集也可以借助如下方法来执行:所述方法基于主成分分析(principal component analysis,PCA)的应用。与EIT数据关联地应用主成分分析在Deibele JM、Luepschen H、Leonhardt S的科学出版物“Dynamic separation of pulmonary and cardiac changes in electrical impedance tomography”(Physiology Measurement,2008年,第2到6页)中予以描述。

[0034] EIT数据的数据集和第一数据集及第二数据集优选地以基于索引的方式来编址,并且在EIT测量通道中检测到的数据或指示区域、肺的区域或心脏的区域的阻抗值优选地以所指示的向量、所指示的数据字段或者所指示的矩阵的形式来编址、来存储和准备好用于进一步处理(向量运算、矩阵运算)。指示在此能够实现局部分辨地分配和编址第一数据集和第二数据集的数据的多个数据点(ROI)的区域或者各个数据元素(像素)。

[0035] 通过如下方式确定第一输出信号:第一数据集被选择为EIT数据的数据集的子集。提供第一输出信号能够实现肺的区域的图示或者可视化,优选地以横截面视图来图示或者可视化,所述横截面视图阐明在吸气和呼气交替的人工呼吸的变化过程中患者的胸廓中的肺组织的姿态、扩张以及姿态和扩张的变化以及肺的区域用呼吸气体通气(Ventilation)的数量和质量。

[0036] 通过如下方式确定第二输出信号:第二数据集被选择为EIT数据的数据集的子集。选择连带确定第二数据集和自动化地标识心脏区连带确定第二输出信号在所实现的信号滤波之后进行,使得继续确定第二数据集,以便在EIT数据的数据集或者EIT数据的数据集中的EIT图像元素(像素)的子集中针对所有EIT图像元素(像素)的所有阻抗信号的平均信号计算功率谱密度。从功率谱密度或由此导出的功率分布或者幅度分布中,借助稳健的方法确定在特征频率范围中的心率。作为在生理学上有意义的范围中的特征频率范围,针对成人得出在为0.67Hz的特征频率之上的范围,这对应于每分钟40跳的心跳速率。对于例如大约两岁的儿童,得出在为2Hz的特征频率之上的在生理学上有意义的范围中的特征频率范围,这对应于每分钟120跳的心跳速率。稳健的方法例如是借助自回归模型进行估计的参数化方法,如例如在Takalo R.、Hytti H.、Ihalainen H.的科学论文“Tutorial on Univariate Autoregressive Spectral Analysis”(Journal of Clinical Monitoring

and Computing, 2005年第19期, 第402-404页)中予以描述。在此, 信号处理的方式和方法、尤其是选择滤波器的谱分析或者通过/截止范围由滤波器从具有关于至少一个心脏功能的信息的数据集中、尤其是基于心脏的心跳速率或者脉搏而导出, 因为典型的心率与典型的呼吸频率相差大约四倍到五倍。可以以特别有利的方式借助所谓的卡尔曼滤波器来从EIT数据的数据集中确定心率, 以测定心脏区。卡尔曼滤波器的运转方式及其在信号处理中的作用和优点在Kalman RE的科学论文“A new Approach to Linear Filtering and Prediction Problems”(Transaction of the ASME, Journal of Basic Engineering, 1960年第82期: 第35到45页)中予以描述。在电阻抗断层扫描中, 经常得出信号干扰, 例如通过身体上的运动、轻微的自主呼吸、同时采用计算机断层扫描而招致的信号干扰, 所述信号干扰与测量信号不相关地出现。在没有应用合适的滤波的情况下, 可能会出现血容量脉冲的假阳性探测。卡尔曼滤波器良好地适合于去除这种类型的干扰信号, 并且适合于提供稳定的心率信号。卡尔曼滤波器提供(随着测量值的数目的提高)朝未受干扰的值收敛的输出信号, 所述输出信号的期望值对应于未受干扰的信号, 所述未受干扰的信号的方差最小化。基于所测定的在特征频率范围中的功率分布, 确定心脏区。通过如下方式进行确定: 选择围绕功率或者幅度分布的最大值的区域的区, 因为心脏区处于围绕该分布的最大值的区域的区中。在测定第二数据集的情况下, 除了功率或幅度分布之外, 以可选的和有利的方式可以应用附加标准。所述附加标准要求, 在第二数据集中仅仅相同相位的信号被考虑用于测定心脏区。这在确定心脏区时得到数据处理的经改进的稳健性的优点。因此, 标识出在胸廓中心脏区相对于肺的区域的当前空间位置, 并且所述当前空间位置可以用作第二输出信号的基础, 所述第二输出信号指示在胸廓中心脏区相对于肺的区域的当前空间位置。提供第二输出信号例如能够实现心脏区的图示或者可视化, 所述图示或者可视化阐明心脏在患者胸廓中的姿态和扩张。

[0037] 与使用EIT数据的整个数据集不同, 在将实际的当前心脏区包括在内的情况下借助第二输出信号将为第一数据集从EIT数据中选出的子集用于图示或者可视化为胸廓的EIT图像带来如下优点: EIT图像的可解释性在此没有通过呼吸运动诱导的心脏空间位置的移位而变得困难。

[0038] 后续所描述的实施方案是变型方案、即数据处理的变型方案, 所述变型方案可以补充或者扩展根据本发明的用于运行用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备的步骤的序列, 以及可以补充或者扩展在根据本发明的用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备中的计算和控制单元的任务。后续所描述的实施方案因而关于公开内容也应被理解为在功能范围、尤其是根据本发明的用于电阻抗断层扫描(EIT)的设备的计算和控制单元的功能范围中的扩展。针对根据本发明的方法所描述的的优点以相同的或者类似的方式可以利用用于执行根据本发明的方法的设备以及所述设备的所描述的实施方案来实现。此外, 所描述的实施方案和其特征及该方法的优点可转用到所述设备上, 以及所述设备的所描述的实施方案可转用到所述方法上。EIT数据的数据集具有属于至少一个在水平平面中环形地围绕胸廓布置的多个电极的信号或者数据。

[0039] 在特别的实施方案中, EIT数据的数据集也可以具有至少两个彼此平行地以限定的间距间隔开的多个电极的信号或者数据。

[0040] 在优选的实施方案中设置了, 测定在患者胸廓上的电极装置的位置。尤其是设置

了,测定在胸廓上的电极装置的竖直位置。在此在竖直的之下(Dabei ist unter der vertikalen)。电极装置例如可以构建为电极腰带,所述电极腰带(在大小和长度方面与相应患者的各个单独的胸廓周长相适配、可选地在第四到第六肋弓(ICS 5)的高度方面适配)可以圆形地围绕患者胸部安置在第四到第六肋间隙(intercostal space=ICS)(ICS 4至ICS 6)的范围中。在患者胸廓上的电极装置的位置基于第三数据集来测定。在该优选的实施形式中,计算和控制单元构造成,确定和提供控制信号,所述控制信号指示在患者胸廓上的电极装置的位置。所述控制信号基于所测定的心脏位置来测定。控制信号可以用于为用户给出关于如下方面的视觉的、听觉的或者光学的提示:电极装置是否按规定地定位在患者胸廓上。在按规定地定位在胸廓周长上时,作为EIT数据的数据集的部分,第二数据集以确定的数量级存在,该第二数据集指示胸廓中的心脏的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布。在未按规定地定位(例如更靠近腹部周长)时,第二数据集并不以确定的数量级存在,所述第二数据集指示胸廓中的心脏的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布。例如,可以通过如下方式测定在患者胸廓上的电极装置的位置:针对不仅基于第一数据集的数据而且基于第二数据集的数据来映射胸腔中的肺和心脏的区域的当前状态的EIT图像,依据比较变量在第一数据集和第二数据集之间分析数据集中的数量关系或者EIT图像中的面积关系。这样,例如第二数据集(指示心脏的面积)与第一数据集(指示肺的面积)的小于10%的面积等效(Flächeäquivalent)可能会被评价为如下标志:电极装置没有正确地定位,即例如没有定位在胸廓周长上,而是定位在腹部周长上。控制信号也可以被用于向与EIT设备直接或者间接连接的显示单元输出,转发到数据网络(LAN、WLAN、PAN、云(Cloud))中。

[0041] 在另一优选的实施形式中,计算和控制单元构造成,执行对第二数据集的持续测定,并且在对在时间上后续和持续提供的EIT数据进行数据处理时,通过计算和控制单元进行对具有数据的第二数据集的考虑,所述第二数据集指示胸廓中的心脏的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布。计算和控制单元在此构造成,在测定具有数据的第一数据集时,考虑之前确定的具有数据的第二数据集,或者考虑在胸廓中心脏区相对于肺的区域的当前空间位置,所述第一数据集指示胸廓中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布,所述第二数据集指示胸廓中的心脏的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布。这种考虑的可能的构建形式例如是数据的渐隐或者也是标记,例如实施为数据的遮蔽。在此,由计算和控制单元来标记、遮蔽或者渐隐EIT数据的数据集中的属于第二数据集的数据,以便在图像重构时、在投入使用时进行校准时或者在运行中进行再校准时考虑所述数据,所述再校准例如在重新放置患者、重新定位腰带时可能是必需的。在EIT数据之内的遮蔽或者EIT数据的子集的渐隐不仅可以以不考虑相关的EIT数据的形式实现,替代地,相对应的EIT数据的遮蔽或者渐隐可以通过替代数据(例如相邻区域的数据)来实现。在此,可以以有利的方式将所遮蔽的子集复制到另一数据集中,或者将剩余的未渐隐的数据复制到另一数据集中。因为通过心脏以呼吸或者人工呼吸的节律移位而诱导的在心脏区中的阻抗变化由于遮蔽而失去对参考变量的影响,所以,当基于参考变量在用于电阻断层扫描(EIT)的设备运行中接着可以以经改进的准确度来确定其他所测定的参数时,遮蔽对于测定参考变量可能是有利的,如例如对于从EIT数据中计算的全局阻抗曲线(即关于肺的两个区域(左肺、右肺)的相对阻抗变化的和)或者也对于区域性阻抗曲线(即在胸廓之内

的肺的各个区域的所选出的区(ROI, Regions of Interest(感兴趣区))之内的阻抗变化的和)是有利的。通过所述标记、遮蔽或者渐隐,接着针对通气的功能性的EIT图示、但是也针对由此导出的参数的功能性的EIT图示可以得到在信息价值(Aussagefaehigkeit)和结论准确度(Aussagegenauigkeit)方面的改进,所述参数如例如潮间再分配(ITV, Intratidale Umverteilung)、区域性通气延迟(RVD, Regionale Ventilationsverzoeigerung),全局阻抗曲线和/或区域性阻抗曲线作为参考变量或者平均值载入其中,因为具有属于心脏区的数据的子集没有作为心脏区的区域中的通气同步的阻抗变化一同载入到全局阻抗曲线或确定区域(ROI)的区域性阻抗曲线中,以及一同载入到另外的导出的参数(例如RVD、ITV)中。此外,关于肺的灌注和肺的脉动的图示由此也可以得到在信息价值和结论准确度方面的改进。原则上,具有通气、脉动性和灌注的图示的多个功能性的EIT图像从利用本发明给出的标记、遮蔽或者渐隐EIT数据的可能性中获益。

[0042] 在另一优选的实施形式中,对于在时间上后续提供的EIT数据可以基于第二数据集进行数据处理和/或信号滤波的适配。从心脏活动的从第二数据集中可测定的频率范围中可导出高通滤波的截止频率的适配。这样,例如在高通预滤波开始时或高通预滤波之后,可以例如在大约0.5Hz到1Hz的频率范围中进行,紧接着可以在数据处理的另一时间变化过程中,以与相应患者的分别当前的心脏频率的范围适配的方式能够实现更精细的滤波。

[0043] 在另一优选的实施形式中,在EIT数据的可视化中考虑心脏区的所测定的位置。由此可能的是(优选地在肺的横截面视图中)以突出的方式将心脏呈现为区域。这例如通过心脏的区域和肺的区域的不同的灰度、颜色或者图案图示而是可能的。

[0044] 在另一优选的实施形式中,可以一同使用关于外部数据源的心率的信息,以适配高通滤波的截止频率,所述外部数据源如生理学患者监控器、血压测量设备、用于测量氧饱和度(SPO<sub>2</sub>)的测量设备、EKG测量设备或者诊断设备、心动描记设备或者体积描记设备,该心动描记设备或者体积描记设备以任意方式提供信号或数据,这指示心率或者一同包括心率。

[0045] 所描述的实施例形式分别单独地抑或相互组合地呈现根据本发明的电阻抗断层扫描设备的特别的构建方案和根据本发明的用于电阻抗断层扫描的方法的特别的构建方案,以测定在患者的胸廓的区域中的心脏区相对于肺的区域的空间位置。在此,当为此并非实施形式的所有组合可能性分别予以详加说明时,通过多个实施形式的一种或者多种组合得出的优点和其他实施形式同样被发明构思一同纳入。本方法的上文所描述的根据本发明的实施形式也可以以计算机实施的方法的形式利用计算机构造为计算机程序产品,其中当计算机程序在计算机上或在计算机的处理器上或者在作为医疗设备(尤其是EIT设备)的部分的所谓的“嵌入式系统”上实施时,促使计算机以执行上面所描述的根据本发明的方法。在此,计算机程序也可以存储在机器可读的存储介质上。在替选的构建方案中,可以设置存储介质,所述存储介质确定用于存储上文所描述的计算机实施的方法并且可以由计算机读取。在本发明的范围中,并非本方法的所有步骤都必须强制性地地在同一个计算机实体上实施,而是这些步骤也可以在不同的计算机实体上实施,例如以之前更详细地描述的云计算(Cloud Computing)的形式来实施。方法步骤的序列必要时也可以改变。此外可能的是,上文所描述的方法的各个区段可以在分离的例如本身能够购买的单元中实施,如例如在优选

地布置在患者附近的数据分析系统上实施,另外的部分可以在另外的能够购买的单元上实施,如例如在显示和可视化单元上实施,所述显示和可视化单元例如作为医院信息系统的部分(可以说作为分布式系统)优选地布置在被设立用于监控多个病房的房间中。

## 附图说明

[0046] 现在,借助随后的附图和所属的附图描述,在对总的发明构思无限制的情况下更详细地阐述本发明。

[0047] 附图:

图1示出了具有电极装置的EIT设备的装置的示意性图示,

图2a、2b示出了按照图1的电极的布局,

图3a、3b示出了根据图2a、2b的可视化的图示,

图4示出了另一可视化的图示,

图5、6示出了用于测定心脏区连带确定电极位置的流程图的示意性图示。

## 具体实施方式

[0048] 图1示出了用于处理EIT数据3的设备10的示意性图示,所述设备10由EIT设备30和具有多个电极 $E_1, \dots, E_n$  33'的电极装置33构成。在患者35的上身(胸廓)34上布置具有电极 $E_1, \dots, E_n$  33'的电极装置33。测量值检测和馈入单元40构造成,在测量循环中,分别在所述电极33'中的一对上馈入信号,优选地馈入交流电流(电流馈入)或者也馈入交流电压(电压馈入)。通过交流电流馈入(电流馈入)得到的电压信号作为信号在其余电极33'上由测量检测和馈入单元40检测到,并且作为EIT数据3被提供给数据输入单元50。所提供的EIT数据3在EIT设备30中经由数据输入单元50被输送给控制单元70。在控制单元70中,设置有数据存储器77,该数据存储器77构建成存储程序代码。程序代码的流程通过作为主要元件布置在控制单元中的微控制器或者通过计算元件的另外的构建方案(FPGA、ASIC、 $\mu P$ 、 $\mu C$ 、GAL)来协调。计算和控制单元70由此预备和设置成,协调EIT设备30的运行和执行所呈现的步骤,所述所呈现的步骤具有:数据集的比较操作、计算操作、存储和数据组织。借助数据输出单元90,由控制单元70测定的值被带到显示装置95上,以可视化900。除了可视化900之外,在显示装置95上还存在其他元件99',例如操作元件98、用于呈现数值的元件99'或者用于呈现时间变化过程或曲线的元件99'。

[0049] 图2a和图2b示出了根据图1的在胸廓34上的电极装置33的不同布局的图示。图1、图2a、图2b中的相同要素在图1、图2a和图2b中用相同的参考数字来标明。图2a示出了按照图1的示意性图示的在胸廓34上的电极装置33和电极33'处于水平正常位置36的第一布局。图2b示出了按照图1的示意性图示的在胸廓34上的电极装置33和电极33'处于水平位置36'的第二布局。绘出了在正常位置36与偏离的位置36'之间的水平偏差37。

[0050] 图3a和图3b示出了按照根据图2a和图2b的布局的可视化的图示。图1、图2a、图2b、图3a、图3b中的相同要素在图1、图2a、图2b、图3a和图3b中用相同的参考数字来标明。在图3a和图3b中,在显示装置95(图1)上分别示出了可视化900(图1)的当前属于根据图2a和图2b的在胸廓34上的电极33、33'的位置36、36'的视觉图示903a、903b。在此,电极33、33'在胸廓34上的不同竖直位置36、36'对可视化900(图1)的作用在视觉图示903a、903b中呈现。在

图3a和图3b中,在视觉图示903a、903b中以横截面视图并且以示意性的方式示出了心脏区93、93'和肺区97、97'。在此,作为显示装置95(图1)的元件99、99'、99''(图1)的可选的构建方案,在分开的象征性的图示800中,补充于可视化900(图1)地(示例性地以箭头图示802a、802b的形式)布置有图形的图示要素801a、801b,所述箭头图示802a、802b的要用符号表示在胸廓34上的电极装置33的当前位置36、36'或在胸廓34上的电极装置33的所需的校正。此外,设置有输出字段803,所述输出字段803设置成,(除了箭头图示802a、802b之外)为用户提供关于在胸廓34上的电极装置33、33'的(根据图2a和图3a的)正确安置的文本提示或关于在胸廓34上的电极装置33、33'的(根据图2b和图3b的)不正确的、也就是过低的安置的文本提示。在输出字段803中,例如水平偏差37可以被输出给用户,以用以定向,在其中也可以输出附加的提示或者处理建议。

[0051] 图4示出了在不考虑心脏区相对于肺的区域的的位置的情况下和在考虑心脏区相对于肺的区域的的位置的情况下呈现EIT图像的可视化900(图1)的两种不同的变型方案904、904'、904''。图1、图2a、图2b、图3a、图3b、图4中的相同要素在图1、图2a、图2b、图3a、图3b和图4中用相同的参考数字来标明。图示904示出了肺的区域的EIT图像940,在所述EIT图像940中,心脏区未曾包括在该图示的构建方案中。图示904'示出了EIT图像940',在所述EIT图像940'中,心脏区已通过如下方式被一同包括到该图示的构建方案中:属于心脏区的图像区域(像素)在EIT图像940'中在肺的区域旁呈现为没有任何信息的区域,即在EIT图像940'中,相对应的区域“是渐隐的”。在图示904''中,将属于心脏区的图像区域(像素)示为独立的并且与肺的区域分离的图像区域940''。

[0052] 在图5中示出了如下流程图:所述流程图示出了用于处理借助电阻抗断层扫描设备(EIT)30(图1)获得的数据3的流程1,以测定在患者的胸廓中心脏区相对于肺的区域的的空间位置。图1、图2a、图2b、图3a、图3b、图4、图5中的相同要素在图1、图2a、图2b、图3a、图3b、图4和图5中用相同的参考数字来标明。

[0053] 所述处理依据步骤序列1来示出,所述步骤序列1以“起始”100开始,而以“停止”999结束。

[0054] 在第一步骤11中,提供EIT数据3的数据集300。

[0055] 在第二步骤21中,基于EIT数据3的数据集300,测定具有数据4的第一数据集400,所述第一数据集400指示胸廓34(图1)中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的空间和局部分布。在第二步骤21中,此外还基于EIT数据3的数据集300,以及基于第一数据集400,提供第一输出信号400',所述第一输出信号400'指示胸廓34(图1)中的肺的区域的的空间位置44。在此,依据指示胸廓34(图1)中的肺的区域的阻抗值和/或阻抗变化的信号值,基于从EIT数据3的数据集300中的数据提取或者数据滤波,测定第一数据集400。数据提取例如可以基于EIT数据3的信号幅度的幅度分析或者借助于EIT数据3的信号幅度的阈值比较来实现,通过如下方式能够实现这一点:EIT数据3中的指示肺的区域97(图4)的阻抗值和/或阻抗变化的信号值与心脏特定的信号相比具有大了一个数量级的信号幅度。替选的可能性从频率特定的信号滤波的应用中得出,例如利用截止频率在0.8Hz(成人)之上或在2Hz(小孩)之上的低通滤波来得出。在此应注意的是,通过利用呼吸气体有节律地填充肺和排空肺和在此一同引起的心脏相对于肺和在胸廓34(图1)之内的运动和移位而引起地,在第一数据集400中也表示胸廓34(图1)中的如下区域:在所述区域中通过吸气和呼气的有节律变换实际上直接

引起的阻抗变化通过通气诱导的状态变化来给出,然而由此不可区分如下区域:在所述区域中,通气同步的阻抗变化通过肺和心脏的空间移位造成。在将第一输出信号400'用于以视觉方式输出EIT图像连带呈现胸廓34(图1)中的肺的空间位置44时,胸廓34(图1)中的心脏的区域还不可有差别地呈现。为此,需要进一步分析,如其在进一步的第三步骤31中继续进行的那样。

[0056] 在第三步骤31中,基于EIT数据的数据集,测定第二数据集500,所述第二数据集500指示胸廓34(图1)中的心脏的区域的阻抗值5和/或阻抗变化5'的空间和局部分布。在第三步骤31中,基于EIT数据3的数据集300以及基于第二数据集500,提供第二输出信号500',所述第二输出信号500'指示在胸廓34(图1)中心脏相对于肺的区域44的空间位置55。测定指示胸廓34(图1)中的心脏的区域的阻抗值5和/或阻抗变化5'的空间和局部分布的第二数据集500在此例如可以借助对EIT数据3的数据集300进行适配的高通滤波来进行,其中所述高通滤波的截止频率在0.8Hz到2Hz的范围中。

[0057] 在可选的第四步骤41中,基于EIT数据3的数据集300以及基于第二数据集500,确定另一数据集600,所述另一数据集600指示在患者35(图1)的胸廓34(图1)上的电极装置33的位置36、36'。在可选的第四步骤41中,基于该另一数据集600,提供控制信号600',所述控制数据600'指示在胸廓34(图1)上的电极装置33的位置36、36'。

[0058] 在图6中示出了如下流程图:所述流程图示出了用于处理借助电阻抗断层扫描设备(EIT)30(图1)获得的数据3的流程1',用于测定在患者的胸廓34(图1)中心脏区相对于肺的区域的区域的空间位置。图1、图2a、图2b、图3a、图3b、图4、图5、图6中的相同要素在图1、图2a、图2b、图3a、图3b、图4、图5和图6中用相同的参考数字来标明。处理依据步骤序列1'来示出,所述步骤序列1'以“起始”100'开始,并且以“停止”999'结束,而且与关于图5所描述的流程1很大程度地相同。相对于图5的流程1如下来扩展按照图6的流程1':在时间上连续地一方面进行EIT数据3的数据提供以及进行数据处理(步骤序列11、21、31),所述数据处理具有测定第一数据集(400)和第二数据集(500)以及属于所述数据集的输出信号(400',500')和肺的所测定的区域44及心脏的所测定的空间位置55。这通过在图6中从“停止”900'到“起始”100'的跳回分支1000来说明。

[0059] 流程1'相对于流程1(图5)的进一步扩展得出,在连续的数据提供和数据处理的情况下,给EIT数据3的所提供的数据集300提供第二数据集500。这通过图6中的信号路径551来说明。由此,可以使用第二数据集500,以便在EIT数据3的数据集中标记子集、遮蔽子集或者使子集渐隐,以便一方面通过使心脏区55渐隐而从EIT数据3中导出并且在显示装置(图1)上显示肺的区域44'在EIT应用的进一步的时间变换过程中连续地被改进的图示,而且以便另一方面以经改进的准确度来确定数个参数、如例如在EIT中常见的全局阻抗曲线。全局阻抗曲线的经改进的准确度由此得出:心脏区55的区域的通气同步的阻抗变化可以由计算和控制单元70(图1)并不一同包括到全局阻抗曲线的计算中。关于全局阻抗曲线的实施方式以可比较的方式也适用于其他参数,如RVD、ITV和通气、脉动性和灌注的图示900(图1)。在图5中所示出的可选的第四步骤41和由此得出的数据集600以及控制信号600'在图6中为了清楚起见未一同示出。

[0060] 附图标记列表

1 流程

3	EIT数据
4	肺的区域的阻抗值
4'	肺的区域的阻抗变化
5	心脏的区域的阻抗值
5'	心脏的区域的阻抗变化
10	用于处理EIT数据的设备
11、21、31、41	流程1中的步骤
30	EIT设备
33	电极装置
33'	电极
34	胸廓
35	患者
36	处于正常位置中的在胸廓上的电极装置
36'	处于近腹部的位置中的电极装置
37	间距、竖直的位置偏差
40	测量值检测和馈入单元
44	肺的区域
44'	肺的区域、经改进的图示
55	心脏的空间位置55
50	数据输入单元
70	控制单元、计算/控制单元、 $\mu$ C
77	数据存储器
90	数据输出单元
93,93'	心脏区
95	显示装置
97,97'	肺区
98	操作元件
99,99',99''	显示装置95的元件
100,100'	起始
300	EIT数据的数据集
400	第一数据集
400'	第一输出信号
500	第二数据集
500'	第二输出信号
551	信号路径
600	另一数据集
600'	控制信号
800	图形图示
801a、801b	在胸廓上的电极装置的位置

---

802a、802b	符号化的图示,箭头
803	输出区
900	可视化
904,904',904''	EIT图像的图示
940,940',940''	EIT图像中的图像区域
999,999'	停止
1000	跳回

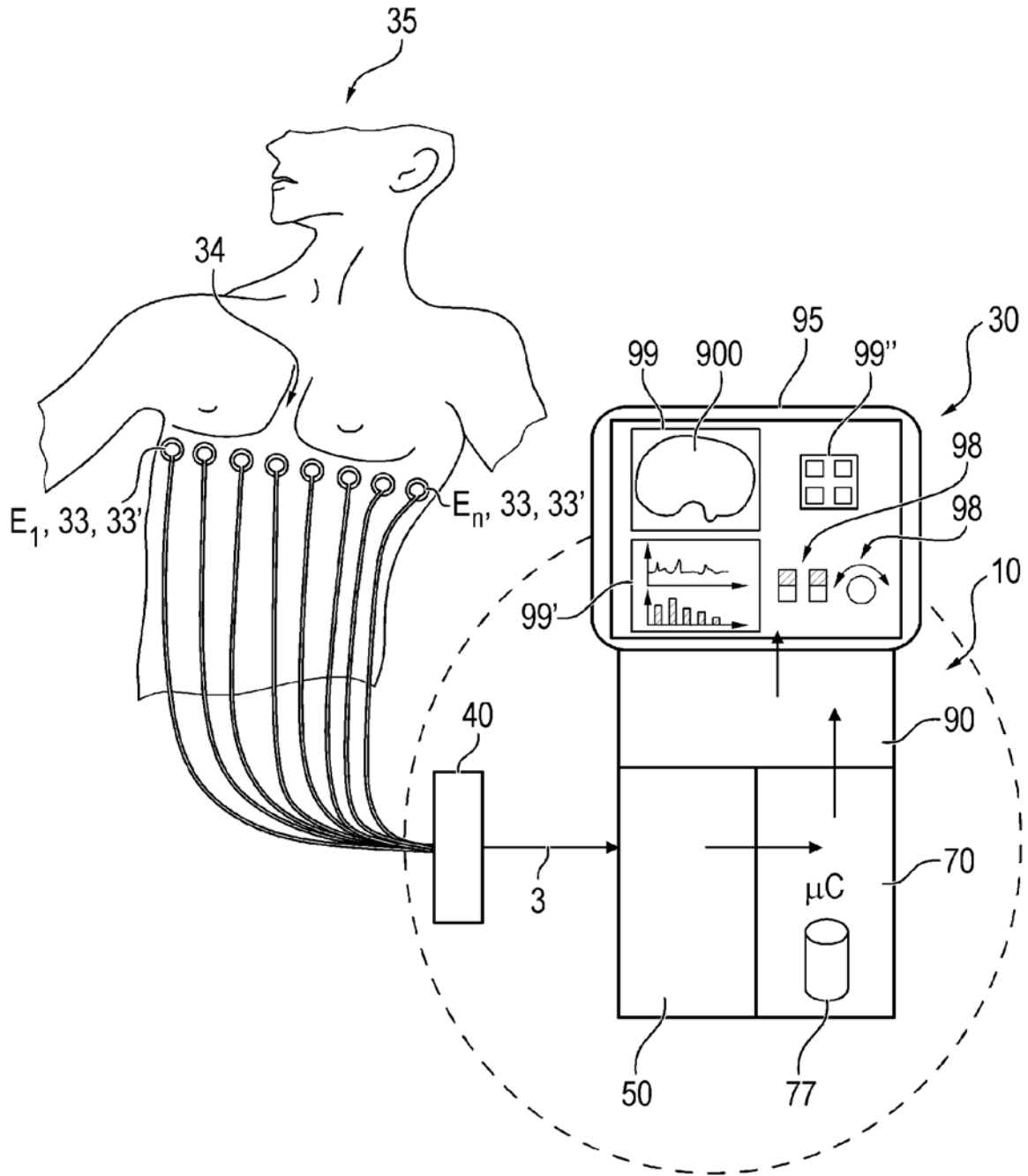


图 1

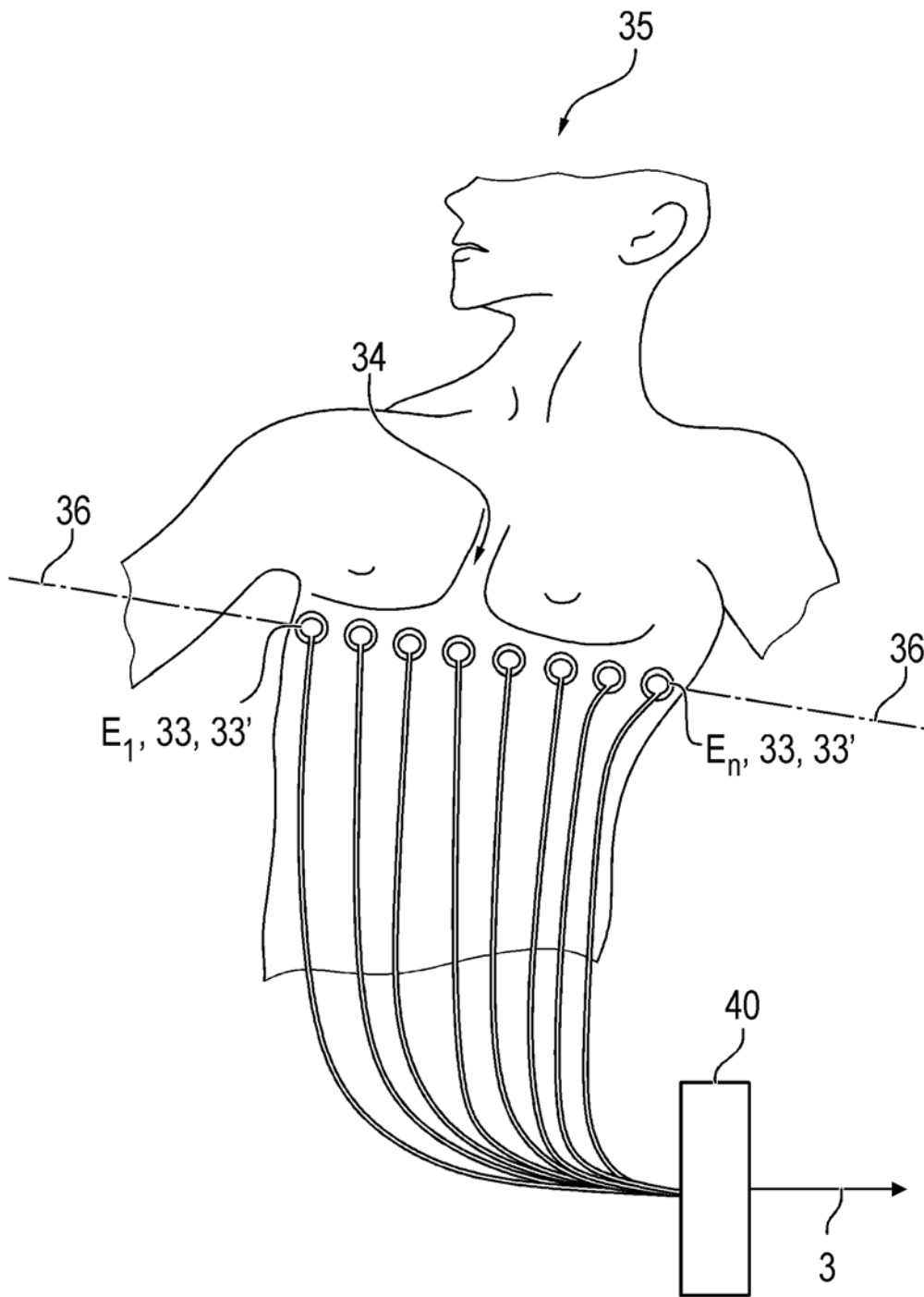


图 2a

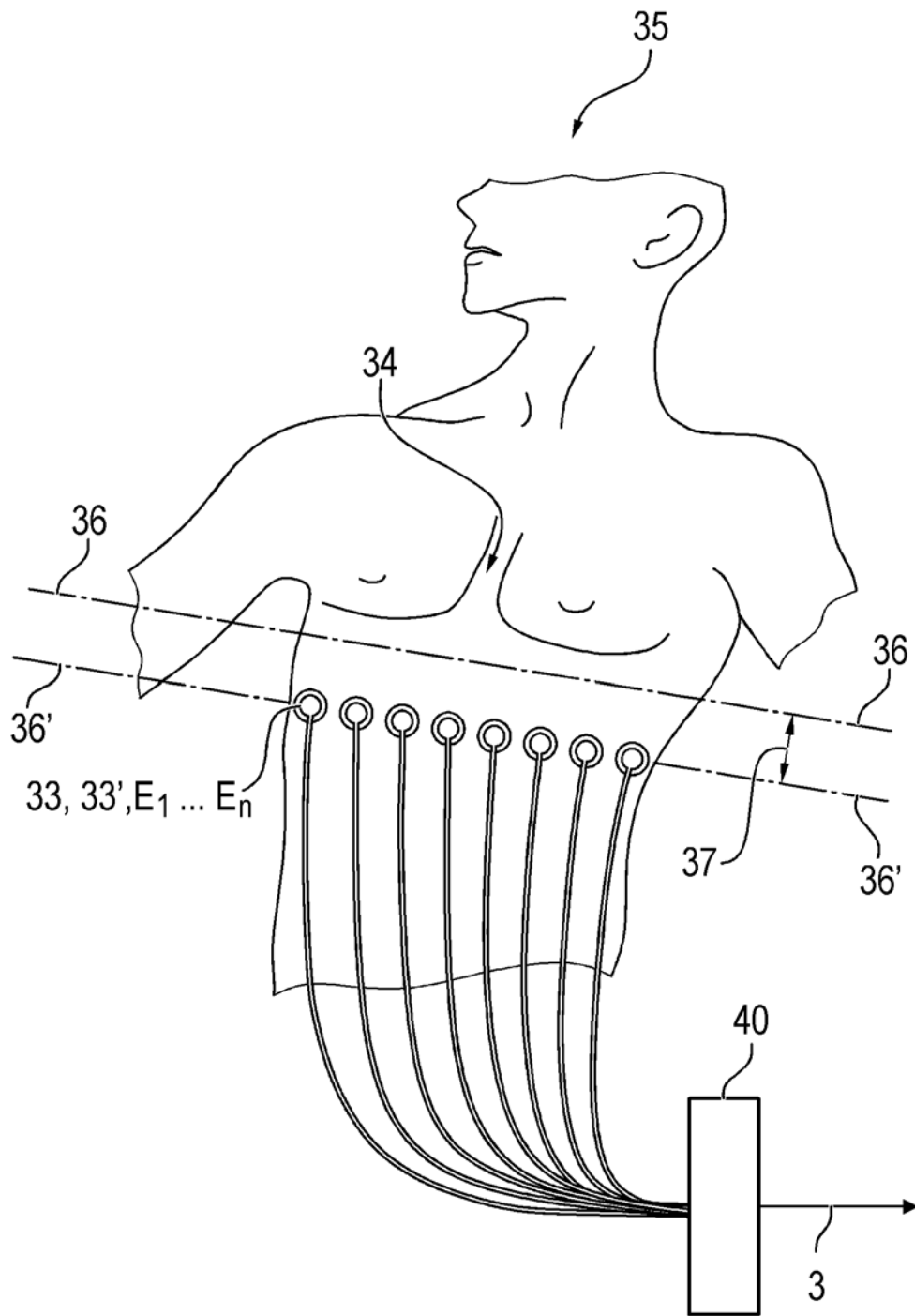


图 2b

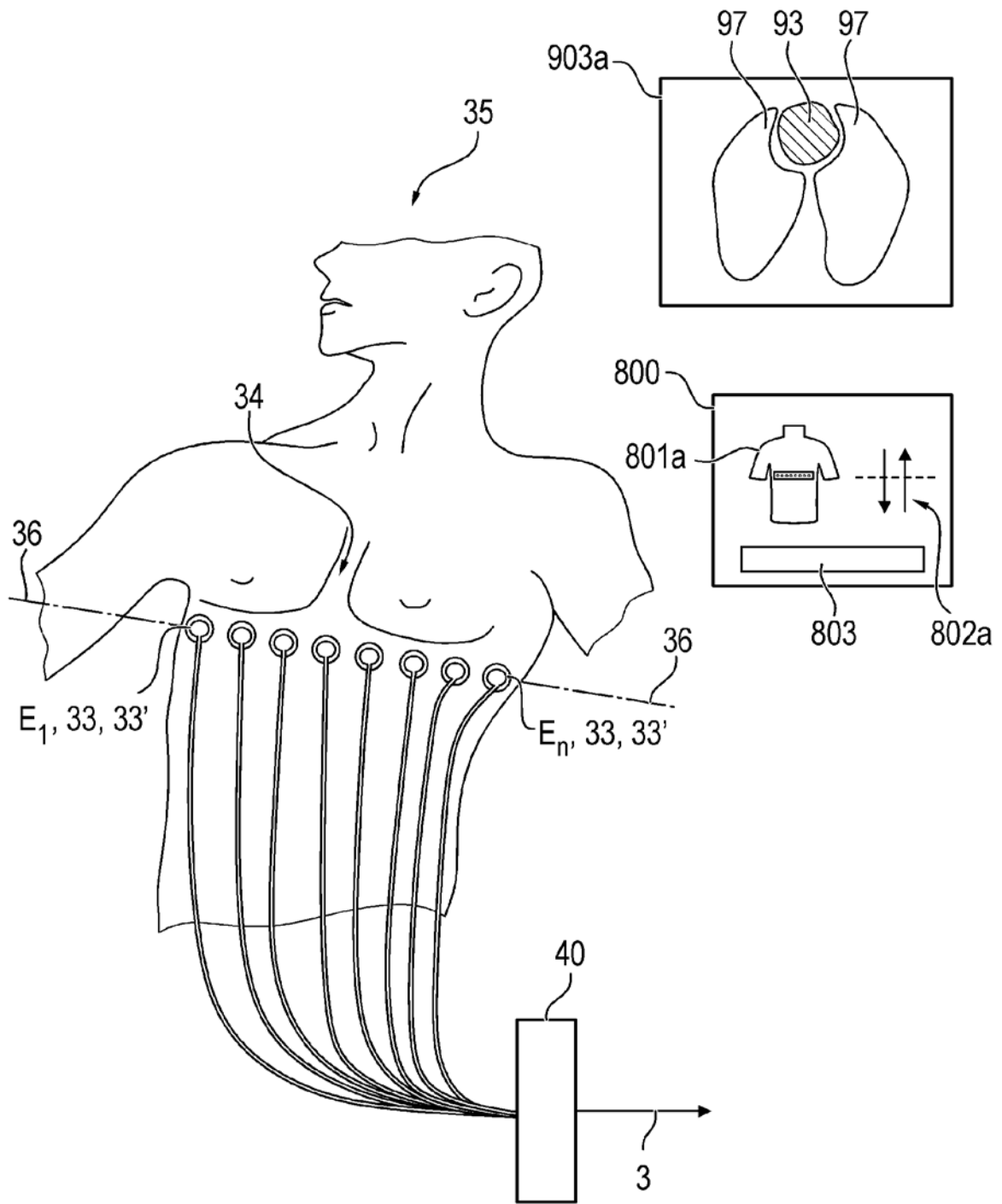


图 3a

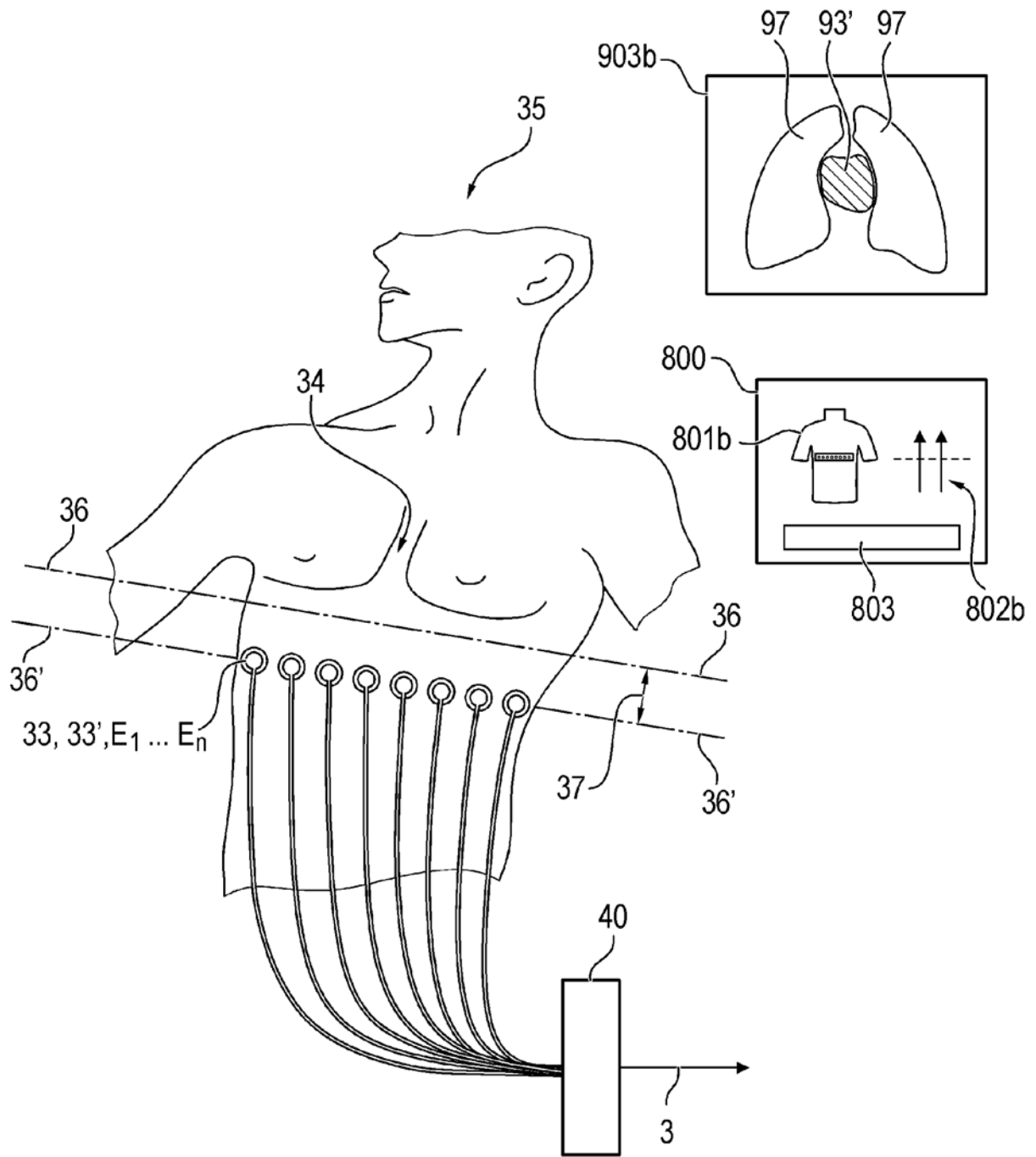


图 3b

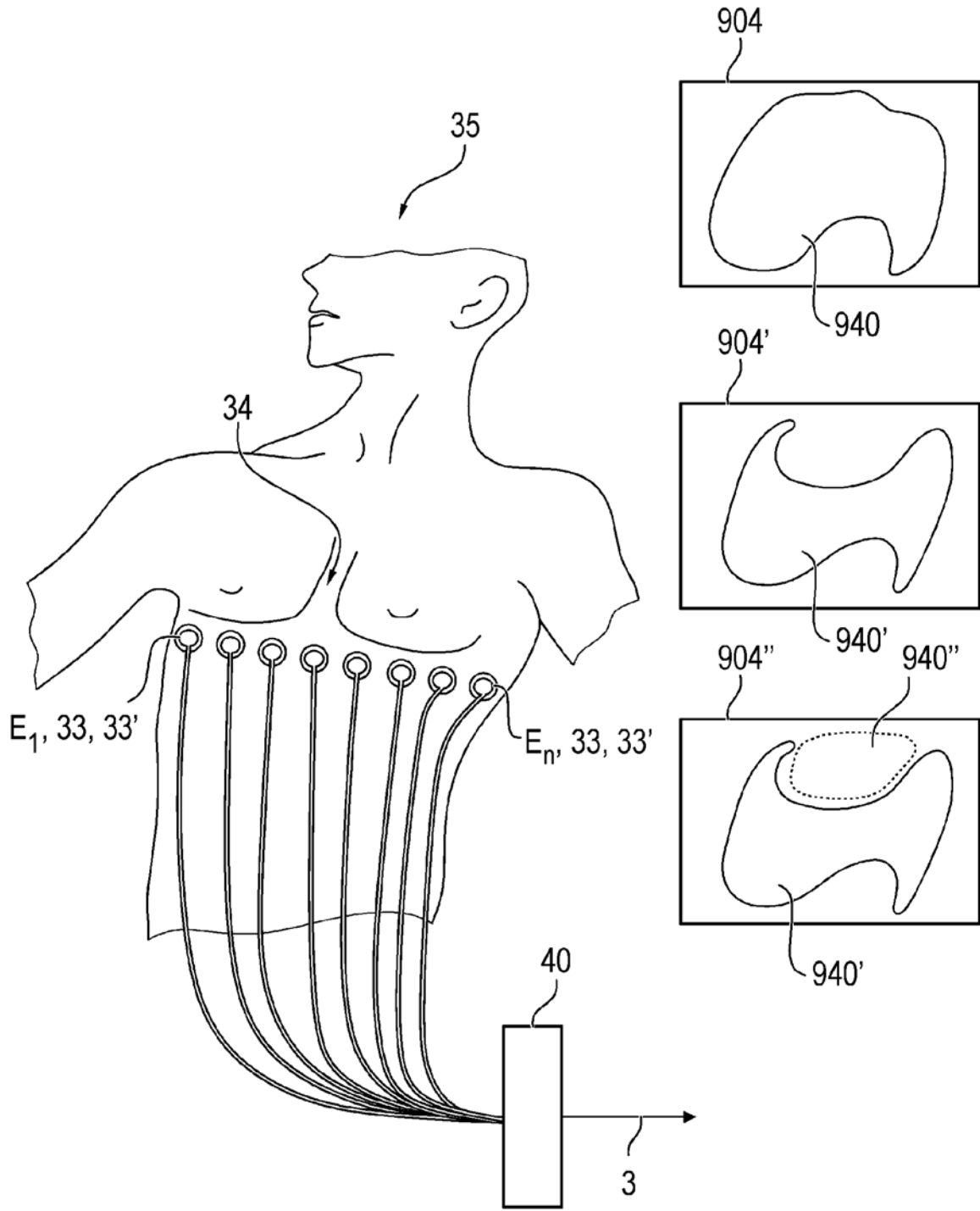


图 4

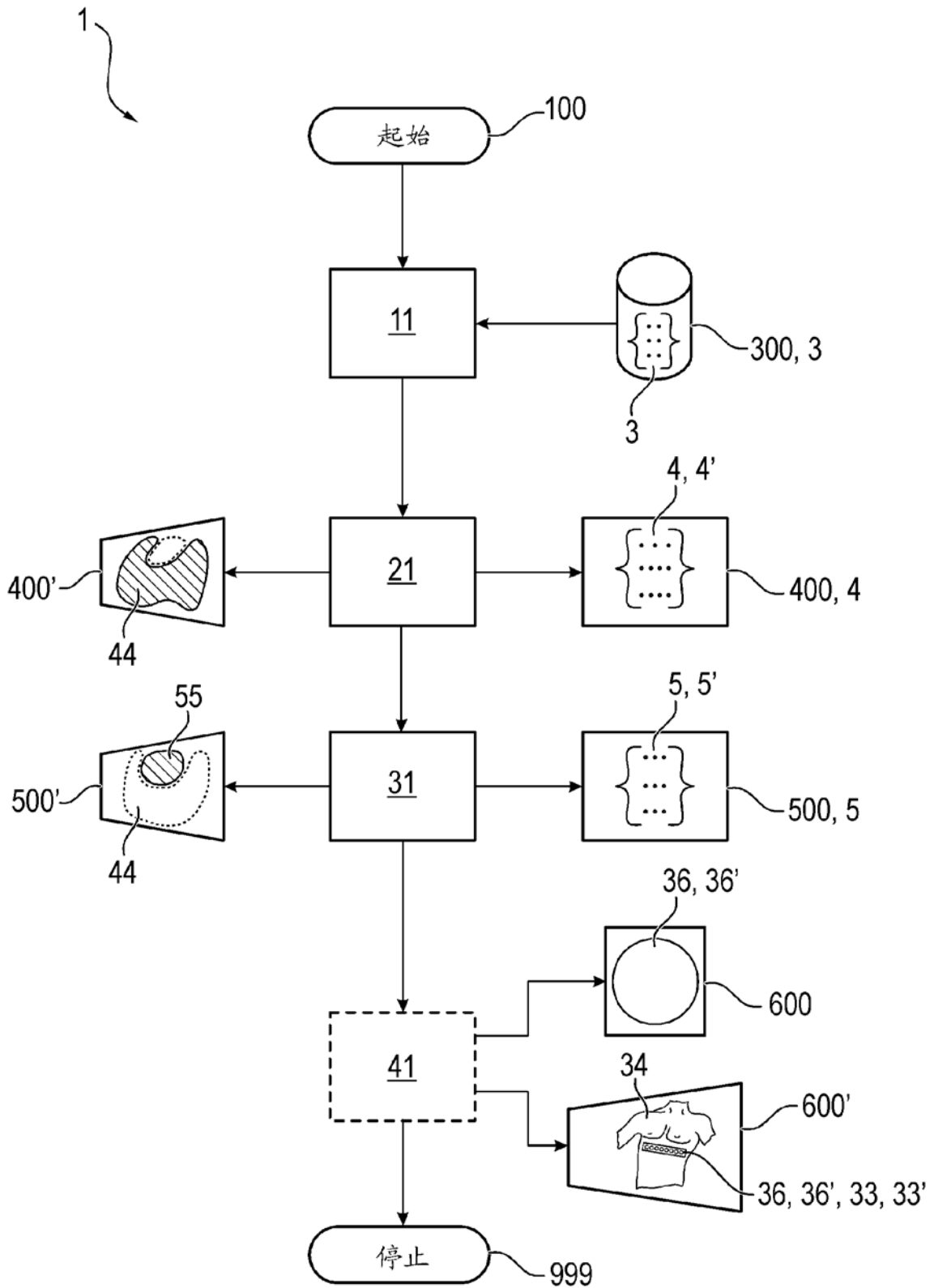


图 5

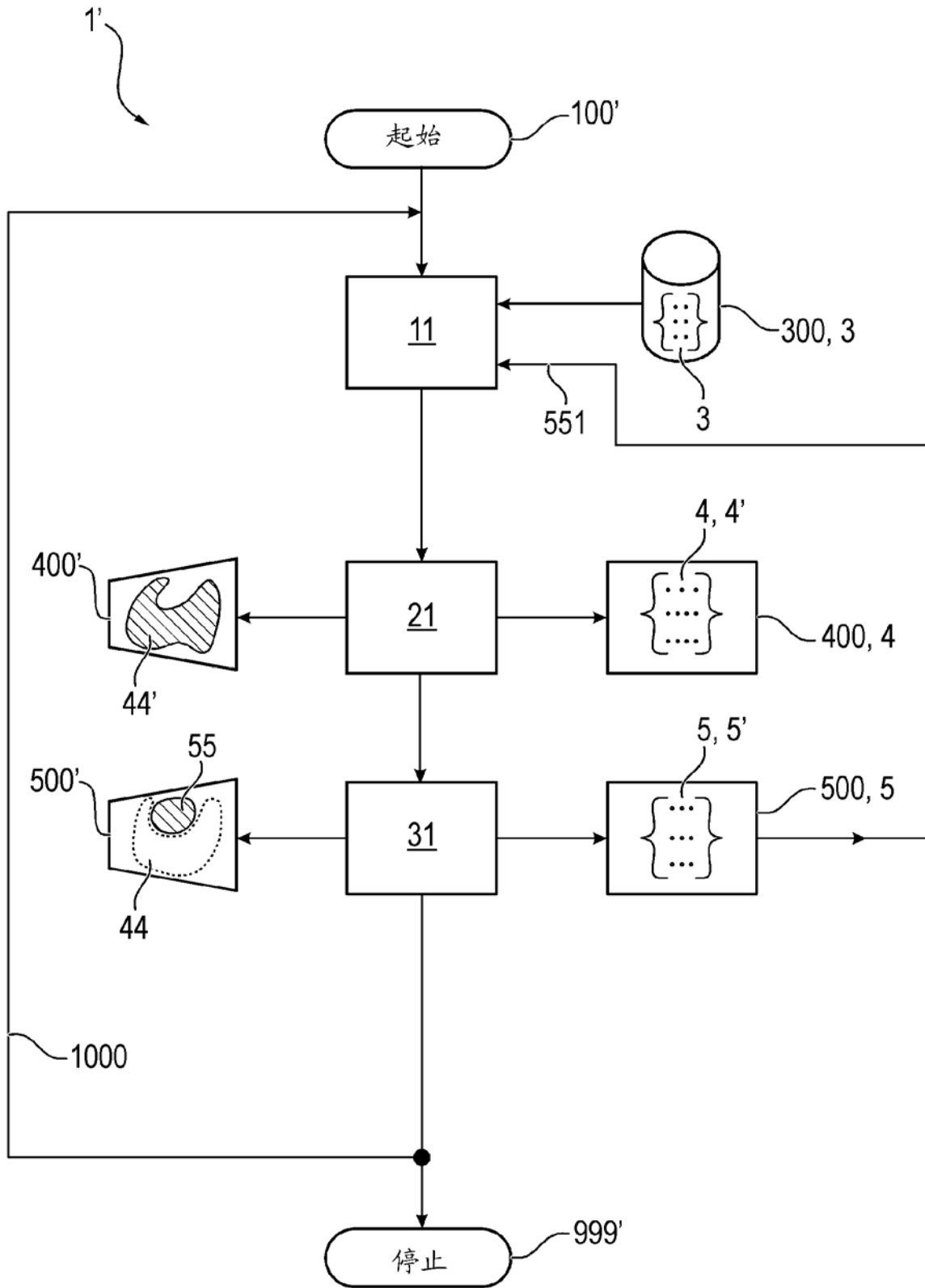


图 6

专利名称(译)	具有心脏区测定的电阻抗断层扫描 ( EIT ) 设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN111134673A</a>	公开(公告)日	2020-05-12
申请号	CN2019111059388.1	申请日	2019-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	德尔格制造股份两合公司		
申请(专利权)人(译)	德尔格制造股份两合公司		
当前申请(专利权)人(译)	德尔格制造股份两合公司		
发明人	B.施滕德		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/085 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0536 A61B5/0044 A61B5/0809 A61B5/7225		
代理人(译)	胡莉莉 刘春元		
优先权	102018008545 2018-11-01 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>	<a href="#">SIPO</a>	

摘要(译)

本发明涉及具有心脏区测定的电阻抗断层扫描设备 ( EIT ) 设备和方法。本发明涉及一种用于电阻抗断层扫描设备 ( EIT ) 的设备 ( 30 )，其具有电极装置 ( 33 )，具有测量值检测和馈入单元 ( 40 )，具有计算/控制单元 ( 70 ) 和具有数据输入单元 ( 50 )。所述计算/控制单元 ( 70 ) 使运行和EIT数据 ( 3 ) 的数据检测协调，并且构建为，确定心脏区的位置。

